

$$\varepsilon_{ij}^o = -\alpha_{ij}^o C_2. \quad (5)$$

Здесь  $\alpha_{ij}^T, \alpha_{ij}^r, \alpha_{ij}^d, \alpha_{ij}^o$  – тензоры постоянных сцинтиллятора. Концентрация влаги  $C_1$  и концентрация кислорода воздуха  $C_2$  находятся интегрированием соответствующего дифференциального уравнения Фика второго рода, дополненного начальными и граничными условиями [5]. Компоненты тензора деформаций термической ползучести, включая соответствующий параметр повреждаемости материала, представлены в [6-8], а компоненты тензора деформаций циклической радиационной ползучести, включая параметр повреждаемости вследствие радиационной усталости, – в [9-12].

Анализ перераспределения напряжений в сцинтилляционных детекторах во времени на основе предложенных выше определяющих уравнений связан с необходимостью решения физически нелинейных трехмерных, двумерных и одномерных начально-краевых задач. Последние могут быть рассмотрены с использованием постановок, численных методик и программного обеспечения, представленных в [13-17]. Примеры численных исследований напряженного состояния в сцинтилляционных детекторах будут рассмотрены в следующей статье.

Список литературы: 1. Глобус М. Е., Гринев Б. В. Неорганические сцинтилляторы. Новые и традиционные материалы. – Х.: Акта, 2001. – 408 с. 2. Гринев Б. В., Сенчишин В. Г. Пластмассовые сцинтилляторы. – Х.: Акта, 2003. – 324 с. 3. Гринев Б.В., Семиноженко В.П. Сцинтилляционные детекторы ионизирующих излучений для жестких условий эксплуатации. —Х.: Основа, 1993. – 155 с. 4. Тамуж В.П., Куксенко В.С. Микро-механика разрушения полимерных материалов. – Рига: Зинатне, 1978. – 294 с. 5. Crank J. The Mathematics of Diffusion. Second Edition. – Oxford: Oxford University Press, 1999. 6. Betten J., Sklepus S., Zolochovsky A. A microcrack description of creep damage in crystalline solids with different behaviour in tension and compression. Int. J. Damage Mech. – 1998. – 8. – PP.197-232. 7. Zolochovsky A., Obataya Y. Tension-compression asymmetry of creep and unilateral creep damage in aluminum for isothermal and nonisothermal processes. JSME Int. J. – 2001. – 44A. – PP.100–108. 8. Zolochovsky A., Voyiadjis G.Z. Theory of creep deformation with kinematic hardening for materials with different properties in tension and compression. Int. J. Plast. – 2005. – 21. – PP.435–462. 9. Breslavsky D. V., Morachkovsky O. K., Zolochovsky A.A. Dynamic creep behaviour of structures //Structural Dynamics-EURODYN'93, Moan et al. (Eds.). – Rotterdam: Balkema, 1993. – PP.795-801. 10. Zolochovsky A., Itoh T., Obataya Y. A continuum damage mechanics model for multiaxial low cycle fatigue failure. Journal of the Mechanical Behavior of Materials. – 2001. – 12. – PP.1-19. 11. Zolochovsky A., Obataya Y., Itoh T., Betten J. A continuum damage mechanics model with the strain-based approach to biaxial low cycle fatigue failure. Engineering Research. – 2000. – 66. – PP.67-73. 12. Zolochovsky A., Obataya Y., Betten J. Critical plane approach with two families of microcracks for modeling of unilateral fatigue damage. Engineering Research. – 2000. – 66. – PP.49-56. 13. Zolochovsky A. A. Creep of structural elements from materials with characteristics depending upon type of loading. Technische Mechanik. – 1988. – 9. – PP. 177-184. 14. Zolochovsky A. A., Koz'min Yu. S. Nonlinear deformation of rectangular thick-walled shells consisting of material that responds differently to tension and compression. International Applied Mechanics. – 1993. – 29. – PP. 624-630. 15. Kozmin Ju. S., Zolochovsky A. A. Nonlinear deformation of thick-walled shells having a square base and made of materials whose properties are dependent on the type of loading. Technische Mechanik. – 1990. – 11. – PP. 214-221. 16. Zolochovsky A., Hop J. G., Servant G., Foosnaes T., Oye H. A. Creep and sodium expansion in a semigraphitic cathode carbon //Light Metals, Crepeau P. (Ed.). – Warrendale: The Minerals, Metals and Materials Society, 2003. – PP.595-602. 17. Zolochovsky A., Galishin A., Sklepus S., Voyiadjis G. Z. Analysis of creep deformation and creep damage in thin-walled branched shells from materials with different behavior in tension and compression. International Journal of Solids and Structures. – 2007. – 44. – PP. 5075-5100.

Поступила в редколлегию 04.02.08

УДК 539.3

А.А. ЗОЛОЧЕВСКИЙ, докт. техн. наук, Г.В. ГОНЧАРОВА, НТУ „ХПИ”, А.И. МИНКО, докт. мед. наук, И.В. ШАЛАШОВА,  
ГУ „Институт неврологии, психиатрии и наркологии АМН Украины”,  
г. Харьков

МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИФфуЗИОННЫХ НАПРЯЖЕНИЙ,  
НАВЕДЕННЫХ ПСИХОАКТИВНЫМИ ВЕЩЕСТВАМИ, В  
КРОВЕНОСНЫХ СОСУДАХ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

Теоретичні та числові дослідження даної роботи пов'язані з урахуванням впливу явища переносу психоактивної речовини та дифузійного укорочення кров'яних судин в розрахунках залежних від часу розподілень напружень, наведених психоактивною речовиною, в кров'яних судинах. Розглянута біомеханічна модель з шістьма параметрами. Проаналізовані отримані числові результати.

In this paper, a comprehensive theoretical and numerical investigation has been carried out with the main focus directed at the understanding on how penetration of psychoactive medium and diffusion shrinkage of the blood

**Введение.** Актуальные тенденции распространения зависимости от психоактивных веществ (алкоголь, наркотики и другие) в Украине приобретают характер, угрожающий воспроизводству ее населения [1]. В связи с этим вопросы своевременной диагностики, профилактики и лечения лиц, употребляющих психоактивные вещества и находящихся от них в зависимости, имеют огромное значение. На этом пути проблема математического моделирования биомеханических явлений занимает важное место, поскольку она позволяет прогнозировать во времени характер распространения зависимости человека от психоактивных веществ, а затем сформулировать научно обоснованные профилактические и лечебные рекомендации, а также новые диагностические подходы.

Целью данной работы является разработка математической модели, позволяющей оценить уровень диффузионных напряжений, возникающих в кровеносных сосудах биомеханической системы под воздействием психоактивных веществ, находящихся в крови. Очевидно, что превышение диффузионными напряжениями некоторого допустимого значения может привести к разрушению кровеносного сосуда. Отметим, что вопросы динамики и динамической устойчивости кровеносных сосудов как деформируемых многослойных оболочек из биополитеров с протекающей в них кровью, моделируемой вязкой жидкостью, были предметом многочисленных публикаций [2], начиная с Эйлера, Юнга, Вебера и др., и в данной работе рассматриваться не будут.

**1. Математическая модель кровеносного сосуда.** Как известно [2-4], стенки кровеносных сосудов состоят из нескольких слоев, обладающих различными биомеханическими свойствами, и по существу представляют собой многослойную оболочку из композитных материалов, в которой матрица и арматура выполняют как конструкционную, так и биологическую роль (рис. 1). В зависимости от их назначения кровеносные сосуды классифицируются как упругие (крупные), мышечные (средние) и капиллярные [3], а их диаметр варьируется от нескольких микрон до нескольких миллиметров [3, 5, 6]. В первом приближении упругий кровеносный сосуд может быть рассмотрен как однослойная однородная оболочка из изотропного материала с модулем упругости в осевом направлении сосуда [3].

Рассмотрим длинный полый цилиндр, моделирующий упругий кровеносный сосуд биомеханической системы. Диффузия психоактивного вещества, находящегося в крови, в кровеносный сосуд начинается с внутренней поверхности цилиндра и завершается по достижению веществом его внешней поверхности. Начальное состояние кровеносного сосуда предполагается ненапряженным. Деформация цилиндра с отверстием  $a \leq r \leq b$  под воздействием



Рис. 1. Схема кровеносного сосуда [2]

психоактивного вещества анализируется в цилиндрической системе координат  $(r, \theta, z)$  в условиях плоской деформации и симметрии вокруг оси  $z$ . Здесь  $r$  – радиальная координата,  $\theta$  – соответствует окружному направлению, а  $z$  – осевая координата. Давлением, действующим на внутренней ( $r = a$ ) и внешней ( $r = b$ ) поверхностях цилиндра, а также на его краях, пренебрегаем. Концентрация психоактивного вещества в кровеносном сосуде – функция, зависящая только от радиальной координаты  $r$  и времени  $t$ . Предполагается, что три осевые компоненты напряжений  $\sigma_r, \sigma_\theta, \sigma_z$  и три компоненты деформации  $\epsilon_r, \epsilon_\theta, \epsilon_z$  отличны от нуля. Все остальные компоненты являются нулевыми, а именно  $\tau_{\theta r}, \gamma_{\theta r}$  – из-за симметрии, а  $\tau_{\theta z}, \tau_{zr}, \gamma_{\theta z}, \gamma_{zr}$  – из-за плоской деформации.

Пусть компоненты деформации являются суммой компонент упругого деформирования и компонент диффузионно наведенного деформирования, т.е.,

$$\epsilon_r = \epsilon_r^e + \epsilon_r^d, \quad \epsilon_\theta = \epsilon_\theta^e + \epsilon_\theta^d, \quad \epsilon_z = \epsilon_z^e + \epsilon_z^d. \quad (1)$$

Материал кровеносного сосуда предполагается начально изотропным, и компоненты упругой деформации могут быть определены согласно обобщенному закону Гука:

$$\epsilon_r^e = \frac{1}{E} [\sigma_r - \nu(\sigma_\theta + \sigma_z)]; \quad \epsilon_\theta^e = \frac{1}{E} [\sigma_\theta - \nu(\sigma_r + \sigma_z)]; \quad \epsilon_z^e = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_r + \sigma_\theta)], \quad (2)$$

где  $E$  – модуль упругости,  $\nu$  – коэффициент Пуассона. Модуль упругости крупных кровеносных сосудов изменяется от 0.11 МПа до 0.79 МПа [3, 7-9], а коэффициент Пуассона имеет значение немногим больше нуля [6].

Экспериментально установлено [6], что диффузия лечебных или психоактивных веществ из крови в кровеносный сосуд приводит к его значительному укорочению в осевом направлении, иногда достигающему 40%. В связи с этим мы можем принять, что

$$\epsilon_r^d = \epsilon_\theta^d = \epsilon_z^d = -AC, \quad (3)$$

где  $A$  – константа биоматериала сосуда. Используя уравнения (1)-(3), получим

$$\epsilon_r = \frac{1}{E} [\sigma_r - \nu(\sigma_\theta + \sigma_z)] - AC; \quad \epsilon_\theta = \frac{1}{E} [\sigma_\theta - \nu(\sigma_r + \sigma_z)] - AC, \quad (4)$$

$$\epsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_r + \sigma_\theta)] - AC.$$

Заметим, что в уравнениях (4) напряжения, деформации и концентрация психоактивного вещества в кровеносном сосуде – функции, зависящие только от радиальной координаты и времени.

Укорочение цилиндра в его осевом направлении из-за диффузии психоактивного вещества в кровеносный сосуд может быть определено [10]:

$$\varepsilon_z = -2 \frac{A}{b^2 - a^2} \int_a^b C r dr. \quad (5)$$

Диффузионные напряжения, наведенные психоактивными веществами, в кровеносном сосуде рассматриваемой биомеханической системы могут быть записаны как [10]

$$\sigma_r = \frac{E}{1-\nu} \left( \frac{r^2 - a^2}{2r^2} \varepsilon_z + A \frac{1}{r^2} \int_a^r C r dr \right), \quad \sigma_z = \frac{E}{1-\nu} (\varepsilon_z + AC). \quad (6)$$

$$\sigma_\theta = \frac{E}{1-\nu} \left( \frac{r^2 + a^2}{2r^2} \varepsilon_z - A \frac{1}{r^2} \int_a^r C r dr + AC \right),$$

**2. Моделирование диффузии и диффузионных напряжений.** Концентрация психоактивного вещества в кровеносном сосуде  $C$  удовлетворяет дифференциальному уравнению Фика второго рода [11]:

$$\frac{\partial C}{\partial t} = D \left( \frac{\partial^2 C}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial C}{\partial r} \right), \quad (7)$$

где  $D$  – коэффициент диффузии. Для различных лечебных веществ последний изменяется в широком диапазоне от  $10^{-16}$  м<sup>2</sup>/с до  $10^{-11}$  м<sup>2</sup>/с [12-22]. Предполагается также, что на внутренней поверхности цилиндра  $r = a$  концентрация психоактивного вещества постоянна, а на внешней поверхности  $r = b$  диффузионный поток равен нулю. К тому же, в начальный момент времени концентрация психоактивного вещества во всех точках цилиндра предполагается равной нулю. Сформулированные выше граничные условия для цилиндра с отверстием, а также начальное условие математически можно представить следующим образом:

$$C = C_0, \quad r = a, \quad t \geq 0; \quad \frac{\partial C}{\partial r} = 0, \quad r = b, \quad t \geq 0; \quad C = 0, \quad r \in (a, b), \quad t = 0. \quad (8)$$

Решение уравнения (7) с учетом (8) имеет вид [23]:

$$C = C_0 \left\{ 1 + \pi \sum_{n=1}^{\infty} \exp(-D \alpha_n^2 t) \frac{J_1^2(b \alpha_n)}{J_0^2(a \alpha_n) - J_1^2(b \alpha_n)} [J_0(r \alpha_n) \times \right. \\ \left. \times Y_0(a \alpha_n) - J_0(a \alpha_n) Y_0(r \alpha_n)] \right\}. \quad (9)$$

Здесь  $J_0(x)$  и  $J_1(y)$  – функции Бесселя первого рода нулевого порядка и функции Бесселя первого рода первого порядка, соответственно,  $Y_0(x)$  и  $Y_1(y)$  – функции Бесселя второго рода нулевого порядка и функции Бесселя второго рода первого порядка, соответственно, и  $\alpha_n$  ( $n=1,2,\dots,\infty$ ) – действительные корни уравнения:

$$Y_0(a \alpha_n) J_1(b \alpha_n) - J_0(a \alpha_n) Y_1(b \alpha_n) = 0. \quad (10)$$

Подставляя выражение (9) в уравнения (5) и (6), получаем следующие окончательные результаты для диффузионного укорочения кровеносного сосуда и диффузионных напряжений

$$\varepsilon_z = -AC_0 \left\{ 1 + 2\pi \frac{ab}{b^2 - a^2} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{S_n}{\alpha_n} [J_0(a \alpha_n) Y_0(a \alpha_n) - Y_0(a \alpha_n) J_1(a \alpha_n)] \right\}, \quad (11)$$

$$S_n = \frac{J_1^2(b \alpha_n)}{J_0^2(a \alpha_n) - J_1^2(b \alpha_n)} \exp(-D \alpha_n^2 t), \quad (12)$$

и

$$\sigma_r = \frac{(r^2 - a^2)E}{(1-\nu)2r^2} \left\{ \varepsilon_z + AC_0 + \frac{2AC_0\pi}{(r^2 - a^2)} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{S_n}{\alpha_n} \left\{ Y_0(a \alpha_n) \times \right. \right. \\ \left. \left. \times [r J_1(r \alpha_n) - a J_1(a \alpha_n)] - J_0(a \alpha_n) [r Y_1(r \alpha_n) - a Y_1(a \alpha_n)] \right\} \right\};$$

$$\sigma_\theta = \frac{E}{(1-\nu)r^2} \left\{ \frac{r^2 + a^2}{2} \varepsilon_z + \frac{r^2 + a^2}{2} AC_0 - AC_0 \pi \sum_{n=1}^{\infty} S_n \left\{ \frac{1}{\alpha_n} \times \right. \right. \\ \left. \left. \times Y_0(a \alpha_n) [r J_1(r \alpha_n) - a J_1(a \alpha_n)] - J_0(a \alpha_n) [r Y_1(r \alpha_n) - \right. \right. \\ \left. \left. - a Y_1(a \alpha_n)] - r^2 [J_0(r \alpha_n) Y_0(a \alpha_n) - J_0(a \alpha_n) Y_0(r \alpha_n)] \right\} \right\}; \quad (13)$$

$$\sigma_z = \frac{E}{1-\nu} \left\{ \varepsilon_z + AC_0 + AC_0 \pi \sum_{n=1}^{\infty} S_n [J_0(r \alpha_n) Y_0(a \alpha_n) - J_0(a \alpha_n) Y_0(r \alpha_n)] \right\}.$$

**3. Результаты расчетов.** Перейдем к численным исследованиям диффузионного укорочения сосуда и диффузионных напряжений, наведенных психоактивным веществом, в упругом кровеносном сосуде биомеханической



Рис. 2. Распределение концентрации психоактивного вещества в радиальном направлении кровеносного сосуда с  $\varepsilon_{\max} = -0.1$  для различных моментов времени:

$$1 - 0.001t_*, \quad 2 - 0.01t_*, \\ 3 - 0.1t_*, \quad 4 - t_*$$

системы [3] с радиусами внутренней  $a = 1 \cdot 10^{-3}$  м и внешней  $b = 1.5 \cdot 10^{-3}$  м поверхностей. Модуль упругости  $E = 0.26$  МПа [3, 9] и коэффициент Пуассона  $\nu = 0.1$  [6]. Коэффициент диффузии  $D = 5.76 \cdot 10^{-8}$  м<sup>2</sup>/с.

Численными исследованиями выявлены количественные и качественные особенности перераспределения во времени концентрации психоактивного вещества, диффузионных напряжений и интенсивности диффузионных напряже-

ний в упругом кровеносном сосуде. Установлено, в частности, практически незаметное влияние коэффициента Пуассона на результаты расчетов, в связи с чем можно принять  $\nu = 0$ . С другой стороны, установлено, что результаты расчетов существенно зависят от значения максимально возможного диффузионного укорочения сосуда  $\epsilon_{\max} = -AC_0$ , причем конкретные величины сомножителей  $A$  и  $C_0$  сами по себе не играют определяющей роли, так как искомые результаты зависят исключительно от их произведения.

На рис. 2 показано перераспределение концентрации психоактивного вещества во времени согласно уравнению (9) для кровеносного сосуда с

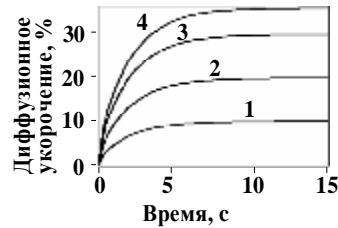


Рис. 3. Диффузионное укорочение сосуда во времени для  $\epsilon_{\max} = -0.1$  (1),  $\epsilon_{\max} = -0.2$  (2),  $\epsilon_{\max} = -0.3$  (3),  $\epsilon_{\max} = -0.36$  (4)

$\epsilon_{\max} = -0.1$ . Можно заметить, что концентрация психоактивного вещества возрастает в каждой точке сосуда с течением времени и по достижению времени насыщения  $t = t_*$ , взятого равным 15с, всюду принимает значение  $C_0$ . Обратим внимание, что фактически диффузия происходит за 5с, а затем концентрация психоактивного вещества в сосуде незначительно изменяется во времени. Рис. 3 иллюстрирует процесс диффузионного укорочения сосуда во времени, рассчитанный на основе зависимости (11).

Рис. 4-6 демонстрируют перераспределение во времени напряжений, наведенных психоактивным веществом, в кровеносном сосуде с  $\epsilon_{\max} = -0.1$ . Результаты получены на основе уравнений (13).



Рис. 4. Распределение радиальных напряжений в сосуде для  $\epsilon_{\max} = -0.1$  для различных моментов времени: 1 –  $0.001t_*$ , 2 –  $0.01t_*$ , 3 –  $0.1t_*$ , 4 –  $t_*$

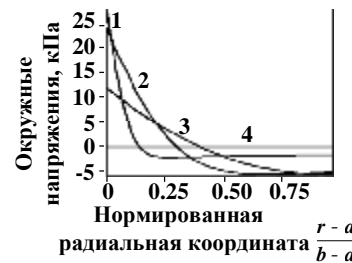


Рис. 5. Распределение окружных напряжений в сосуде с  $\epsilon_{\max} = -0.1$  для различных моментов времени: 1 –  $0.001t_*$ , 2 –  $0.01t_*$ , 3 –  $0.1t_*$ , 4 –  $t_*$

На рис. 4 видно, что радиальные напряжения  $\sigma_r$  всегда положительны для всех моментов времени  $t < t_*$ , кроме точек сосуда, где согласно граничным условиям  $\sigma_r = 0$ . При этом процесс перераспределения радиальных напряжений в кровеносном сосуде можно разделить на два диффузионных периода. В течение первого периода во всех точках сосуда, за исключением граничных контуров с  $\sigma_r = 0$ , радиальные напряжения возрастают со временем. Второй период диффузии начинается, когда имеет место процесс релаксации рассматриваемых диффузионных напряжений. При полном насыщении сосуда психоактивным веществом радиальные напряжения равны нулю.

Рис. 5 иллюстрирует изменение окружных напряжений  $\sigma_\theta$  во времени в радиальном направлении сосуда. Видно, что в моменты времени  $t < t_*$  окружные напряжения вблизи поверхности  $r = b$  – сжимающие. Более того, максимальные по абсолютной величине значения сжимающих напряжений при  $t = 0.01t_*$  достигаются на внешней поверхности сосуда, а именно, 6 кПа. Около поверхности  $r = a$  имеют место растягивающие напряжения. Так, в момент времени  $t = 0.001t_*$  окружное напряжение на внутренней поверхности сосуда равняется 27 кПа. Заметим также, что с момента полного насыщения кровеносного сосуда психоактивным веществом окружные напряжения равняются нулю.

Картина перераспределения во времени осевых напряжений  $\sigma_z$  в радиальном направлении сосуда представлена на рис. 6. Видно, что характер изменения осевых напряжений идентичен случаю окружных напряжений. Начиная с момента времени  $t = t_*$  осевые напряжения становятся равными нулю.

Рис. 7 иллюстрирует перераспределение во времени интенсивности диффузионных напряжений, вычисляемой по следующей формуле:

$$\sigma_i = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_r - \sigma_\theta)^2 + (\sigma_z - \sigma_\theta)^2 + (\sigma_r - \sigma_z)^2}. \quad (14)$$

Видно, что максимальное значение интенсивности напряжений в кровеносном сосуде с  $\epsilon_{\max} = -0.1$  равняется 27 кПа и достигается при  $t = 0.001t_*$ .

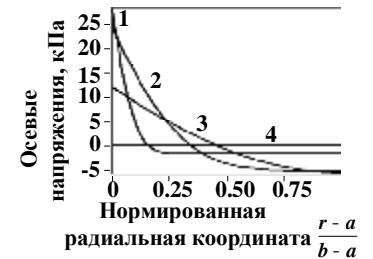


Рис. 6. Распределение осевых напряжений в сосуде с  $\epsilon_{\max} = -0.1$  для различных моментов времени: 1 –  $0.001t_*$ , 2 –  $0.01t_*$ , 3 –  $0.1t_*$ , 4 –  $t_*$

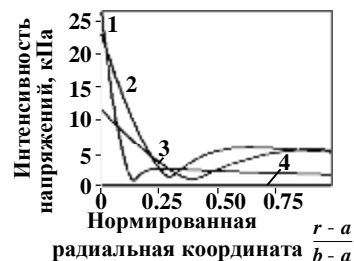


Рис. 7. Распределение интенсивности напряжений в сосуде с  $\varepsilon_{\max} = -0.1$  для различных моментов времени: 1 –  $0.001t_*$ , 2 –  $0.01t_*$ , 3 –  $0.1t_*$ , 4 –  $t_*$

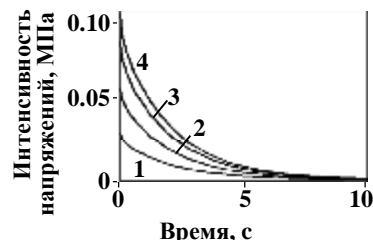


Рис. 8. Перераспределение во времени интенсивности напряжений на внутренней поверхности сосуда для  $\varepsilon_{\max} = -0.1$  (1),  $\varepsilon_{\max} = -0.2$  (2),  $\varepsilon_{\max} = -0.3$  (3),  $\varepsilon_{\max} = -0.36$  (4)

Условие прочности кровеносного сосуда имеет вид:

$$\sigma_i \leq [\sigma], \quad (15)$$

где  $[\sigma]$  – допускаемое напряжение. Принимая  $[\sigma] = 0.1$  МПа [9], нетрудно сделать вывод (рис. 8) о том, что для кровеносных сосудов с  $|\varepsilon_{\max}| < 0.36$  условие прочности (15) выполняется. С другой стороны, как видно из рис. 8, для кровеносного сосуда с  $|\varepsilon_{\max}| = 0.36$  условие прочности (15) не выполняется, и имеет место разрушение сосуда.

**Выводы.** Предложена математическая модель, позволяющая определить диффузионное укорочение сосуда и диффузионные напряжения, возникающие в кровеносных сосудах биомеханической системы под воздействием психоактивных веществ, находящихся в крови. Предложенная модель включает четыре параметра ( $A$ ,  $C_0$ ,  $E$ ,  $D$ ) и два геометрических размера сосуда ( $a$ ,  $b$ ). Численными исследованиями выявлены количественные и качественные особенности перераспределения во времени концентрации психоактивного вещества, диффузионных напряжений и интенсивности диффузионных напряжений в упругом кровеносном сосуде. Сформулировано условие прочности сосуда и исследовано его разрушение.

**Список литературы:** 1. Лінський І.В., Голубчиков М.В., Мінко О.І., Первомайський Е.Б., Дьяченко Л.І., Петриненко О.О., Мінко О.О. Актуальні тенденції поширення залежності від психоактивних речовин в Україні // Щорічний аналітичний огляд. Вип.3. – Харків: АМН України, 2006. – 46 с. 2. Малмейстер А.К., Тамуж В.П., Тетерс Г.А. Сопротивление полимерных и композитных материалов. – Третье издание. – Рига: Зинатне, 1980. – 572 с. 3. Jiménez M.I.B. An object oriented modeling framework for the arterial wall. PhD thesis, University of Los Andes, Bogota, Colombia. – 2007. 4. Figueroa Roldán H.M. Estimation of vessel wall compliance using acoustic reflectometry. MSc thesis, University of Puerto Rico, Mayaguez. – 2006. 5. Tóth M., Nádasy G.L., Nyáryv I., Kerényi T., Monos E. Are there systemic changes in the arterial biomechanics of intracranial aneurysm patients? // Pflügers Archiv European Journal of Physiology. – 2000. – 439. – PP.573-578. 6. Mehnen L.H. Ferromagnetic

amorphous bending sensors for artery wall displacement measurement simulation and practice. Ph.D Thesis, Institut für Analysis und Technische Mathematik, Wien. – 2002. 7. Liao D., Arnett D.K., Tyroler H.A., Riley W.A., Chambless L.E., Szklo M., Heiss G. Arterial stiffness and the development of hypertension: The ARIC study // The importance of arterial stiffness measurement, Lannert A. (Ed.). – The Hungarian Arterial Stiffness Society: Medexpert Ltd., 2007. – PP.8-9. 8. Levesque M.L., Liepsch D., Moravec S., Nerem R.M. Correlation of endothelial cell shape and wall shear stress in a stenosed dog aorta // Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology. – 1986. – 6. – PP.220-229. 9. Schmid F., Sommer G., Rappolt M., Schulze-Bauer C.A.J., Reginig T.P., Holzapfel G.A., Laggner P., Amenitsch H. In situ tensile testing of human aortas by time-resolved small-angle X-ray scattering // Journal of Synchrotron Radiation. – 2005. – 12. – PP.727-733. 10. Zolochovsky A.A., Goncharova G.V., Sodium penetration and chemically induced stresses in the hollow cylinder of Rapoport-Samoilenko apparatus – I. Constitutive modelling // Вісник НТУ «ХПІ». Тематичний випуск «Машинобудування і САПР». – 2007. – № 29. – С.139-149. 11. Crank J. The Mathematics of Diffusion. Second Edition. – Oxford: Oxford University Press, 1999. 12. Berger J., Reist M., Mayer J.M., Felt O., Gurny R. Structure and interactions in chitosan hydrogels formed by complexation or aggregation for biomedical applications // European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics. – 2004. – 57. – PP.35-52. 13. Sidman K.R., Arnold D.L., Steber W.D., Nelsen L., Granchelli F.E., Sheth S.G. Use of synthetic polypeptides in the preparation of biodegradable delivery vehicles for narcotic antagonists // Narcotic Antagonists: The Search for Long-Acting Preparations, Willette R. (Ed.). – The National Institute on Drug Abuse: Maryland, 1976. – P. 33-38. 14. Kalia Y.N., Guy R.H. Modeling transdermal drug release // Advanced Drug Delivery Reviews. – 2001. – 48. – PP.159-172. 15. Tojo K., Isowaki A. Pharmacokinetic model for in vivo/in vitro correlation of intravitreal drug delivery // Advanced Drug Delivery Reviews. – 2001. – 52. – PP.17-24. 16. Rappitsch G., Perktold K., Pernkopf E. Numerical modeling of shear-dependent mass transfer in large arteries // International Journal for Numerical Methods in Fluids. – 1997. – 25. – PP.847-857. 17. Matthys K., Verdonck P. Development and modeling of arterial applanation tonometry: A review // Technology and Health Care. – 2002. – 10. – PP.65-76. 18. Nair P.K., Huang N.S., Hellums J.D., Olsson J.S. A simple model for prediction of oxygen transport rates by flowing blood in large capillaries // Microvascular Research. – 1990. – 39. – PP.203-211. 19. Carboni E., Silvagni A., Rolando M.T.P., Di Chiara G. Stimulation of in vivo dopamine transmission in the bed nucleus of stria terminalis by reinforcing drugs // The Journal of Neuroscience. – 2000. – 20, RC102. – PP.1-5. 20. Avci R., Maccagnano S., Bohannon G., Gresham G., Groenewold G. Application of ToF-SIMS to studying surface diffusion: Do cocaine and heroin form a two-dimensional gas on surfaces? – American Physical Society, Annual March Meeting, March 12 - 16, Abstract #L13.008. – 2001 Washington State Convention Center Seattle, Washington Meeting ID: MAR01. P.1. 21. Herrmann S., Winter G., Mohl S., Siepmann F., Siepmann J. Mechanisms controlling protein release from lipidic implants: effects of PEG addition // Journal of Controlled Release. – 2007. – 118. – PP.161-168. 22. Siepmann F., Hoffmann A., Leclercq B., Carling B., Siepmann J. How to adjust desired drug release patterns from ethylcellulose-coated dosage forms // Journal of Controlled Release. – 2007. – 119. – PP.182-189. 23. Carslaw H.S., Jaeger J.C. Conduction of heat in solid. – Second edition. – New York: Oxford University Press, 1997.

Поступила в редакцию 04.03.08

УДК 621.833.6

**С.Н. КАВЕЦКИЙ**, аспирант, НТУ «ХПИ», **Т.В. ГЕРЕШ**, Харьковский аэрокосмический университет им. Жуковского «ХАИ», г. Харьков

#### СИНТЕЗ ПЛАНЕТАРНЫХ МЕХАНИЗМОВ АА И ІІ СО СВЯЗАННЫМИ И НЕСВЯЗАННЫМИ КОЛЕСАМИ С УЧЕТОМ УГЛОВ ЗАЦЕПЛЕНИЯ

У статті показано можливість синтезу планетарних механізмів АА, ІІ з незв'язаними колесами і АА, ІІ із зв'язаними колесами. Розглянуто синтез планетарних механізмів АА, ІІ і АА, ІІ